⑩ 日本国特許庁(JP) ⑪ 特許出願公開

② 公開特許公報(A) 平2-239856

60 Int. Cl. 5

識別記号

庁内整理番号

@公開 平成2年(1990)9月21日

A 61 B 17/36

3 3 0

7916-4C

審査請求 未請求 請求項の数 5 (全27頁)

60発明の名称 腫瘍治療装置

②特 願 平1-58021

22出 願 平1(1989)3月13日

加発 明 者 葉 誠

東京都渋谷区幡ケ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 稲 株式会社内

の登 明 者 石原 唐一郎 東京都渋谷区幡ケ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業

株式会社内

(72)発明者 阿部匡志

東京都渋谷区幡ケ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 株式会社内

勿出 質 人 オリンパス光学工業株 式会社

東京都渋谷区幡ケ谷2丁目43番2号

70代 理 人 弁理十 杉村 暁秀 外1名

最終百に続く

- 1. 発明の名称 随塞治療装置
- 2.特許請求の範囲
 - 1. 超音波照射部と観測部とを有する腫瘍治療 装置において

超音波照射部を構成する体腔内への挿入部 先端に腫瘍から発生する蛍光を輸出する蛍光 検出手段と、腫瘍に向けて超音波を照射する 超音波発生手段とを設けたことを特徴とする 烦搞治療装置。

- 2. 超音波発生手段として、診断用超音波素子 と治療用紹音演奏子とを設けたことを特徴と する請求項1記載の腫瘍治療装置。
- 3 労労給出手際に増入部の増入軸に直交する 全方向からの蛍光を輸出する手段を付設した ことを特徴とする請求項1記載の順振治療装
- 4. 観測部のモニタに蛍光強度表示手段を設け たことを特徴とする請求項1記載の腫瘍治療 装置。

- 5. 超音波照射部と観測部とを有する腫瘍治療 装置において、
 - 招音被解射部が有する蛍光検出手段は体腔 内への挿入部先端に設け、招音波発牛手段は 体腔外に設けたことを特徴とする腫瘍治療装 置。
- 3.発明の詳細な説明

(産業上の利用分野) 本発明は、患部に超音波を照射し治療する腫瘍 治療装置に関する。

〔従来の技術〕

最近、患部に集積したHPD等の光感受性物 質に紹音波を照射すると段細胞効果が増強され、 光感受性物質にレーザを照射して癌治療を行う PDTと同様の効果が得られることが判明してい

レーザを駆射する治療法は、光ファイバ等を用 いてレーザ光を選光して行うものであるが、一般 的に行われているPDTは次のようなものである。 先ず光感受性物質を静注投与し、腫瘍に光感受性

物質を集積させる。 脚瘍に A = 430mmのレーザを 服射すると横瘍部から A = 615.670mmの能光が発 生する。この催光発生部に A = 630mmのレーザを 服射すると細胞破壊がされ治癒するのである。

ところがレーザ照射法なよるのは、照射内度、 制制深速度の間で十分でないとともなび範囲の制 係についての預射効率が悪く、腫瘍治療とは経療 被照射法による方が効果的である。この方法は充 器長性物質を修注投与して腫瘍に光型受性物質を 集積させた後、起音波(1 mls. 1 W程度)を短射 し音響ルネス・センスにより 400m程度のスペク トルを発光させる。この発光を光修受性物質が吸 収し、動起され発光が発生する。そして教細胞効 果が生い治療するのである。

(発明が解決しようとする課題)

しかしながら、患郷に超音彼を照射して治療する方法には次のような問題がある。先す患師を育 表がで確実に検知することが困難であり、まで 影が前装に検知することが困難にあり、とない 動能知後の目的とする腫瘍部にのみ超音波を展 射し、正常郷位への膨影響を防止することが困難 であるのである.

本発明は、こうした問題点を解決すべく提案されるもので、超音波を所要個所にのみ照射できる 腫瘍治療装置を提供することを目的としたもので まる。

「課題を解決するための手段および作用」

本発明は、上記目的を遂成するため超音被照射 他と観測値とを有する鞭塩冶療装置において、超 育被照射部には腱漏から発生する蛍光を検出する 蛍光検出手段と、腫瘍に向けて超音被を照射する 超音波発生手段を設けたものである。

このように治歴部位を的確に検知し、治療部位 にのみ超音波を限射して適正な腫瘍治療を行うこ とが可能となる。

(事施例)

腫瘍治療装置を用いる場合、患部を容易かつ確 実に検知して治療することが必要である。第1図 は、そのための第1実施例を示すものでプロ・ の先鱗構成部1には、内部に超音波振動デロ・2を育 する振動プユニット3を設け、振動サユニット3

- 3 -

- 4 -

にはラジアルスキャンするための駆動力を伝達す る中空のフレキシブルシャフト4を接続し、フレ キシブルシャフト4の中空には超音波振動子2へ 信号を送受する信号ケーブル5を設ける。 先端機 成部1はテフロンやシリコン等の可提性の材質か ら成る本体 6 を有し、この本体 6 の超音波振動子 2 に対向する部分には、超音波が通過可能な窓? を形成している。窓7の後方すなわち本体6の術 養手元客り付置には、本体6の外国方向に4つに 分割された布状ファイバ8を設け、各布状ファイ バ8の裏側でファイバ8aが束ねられ、ライトガ イド8 b として本体6 の延在方向に引き込まれて いる。更に本体6内には送水路9を設け、先端構 成部1を覆うように設けた透明なバルーン10内に 送水するように設けた送水口10aを介してバルー ン10をふくらませるようにしている。

プローブは、体腔内に挿入するに十分な長さを 有しており、先端構成部1に連続する祈者手元側 の本体6の端部からは送水路9に接続している送 水管11が引き出され給水用ポンプ12に接続してい る。さらに本体6の増縮からは、信号テーブル5の端部13か引き出されラジアル駆動及び超音液 転装置14に接続しており、またフレキシブルシャ フト4の端部15が引き出され分光器17に接続して ある。なお、及を検出・表示部16には前記分光器 17のはか、517 カメラ18、モニタ幣16とは前記分光器 こ20に租賃液面像処理部である。

このような構成した第1 実施例の整置を操作するには、先才患者にHPD等の光感受性物質を殺 与して悪部に集積させ、その後プローブを智整内に挿入する。この挿入は、経内視鏡的にあるいは X 線透視下でのプローブ単独挿入等により行えばよい。

そして、患能と予測される付近にプローブ先端 を位置させた後、近本路9を介して結か用ポンプ 72により近水しバルーン10を小くらませて管腔壁 に密着固定し、プローブ先端を定置させる。そして組音波振動子2を馳襲手せラジアルスキャンし ながら超音波を患能を目標に関射する。と思能に集 値した光速受性物質が勤起され労水を発する。こ の意光を布状ファイバ8で受光し、ライトガイド 8 bを介して発光後州・炭末部16に環光し置光費 モモクする。このように選光量を検知すること によって悪郁の位置を正確に把握できるのである。 そこで四に光感受性勢質の電粒線に遅音液を駆射 することにより、炎和胞効果が増充に確な治 像が行われる。なお、この場合と提音被衝換処理 能20を介して超音級画像を観察することができる ようにしておくことにより、より適切な治療を実 埋できる。

類2、3 図は、本発明の第2家施例を示したもので、体腔内に挿入するアローブの概要図である。 総21は間径で可限性の材質から成るもので先端を体腔内へ挿入する際に体腔内壁、患師等を損傷しないように歯師形成してある。この軸21の先端近的の利側にはPDFやの組合を顕射・22を設けている。軸21の先端近6外側には第1のバルーン23を設けている。軸21の中部には軸の延在方面に第1のバルーン23、巡気するための送気チャンネル25と超音後接続子22・血電するための活気チャーブル22。 設けている。

超音波素動子22は幅21の延在方向でかつ軸21の 例例に延設するが、この超音波振動子22の後部か ら軸21外側にかりてシース26を関うように設けて いる。このシース26の先端には送気チューブ27を 有する第2のパルーン26を設けている。軸21は指 者の手元値にまで歴をしており、手近傍に 遠続して延在しており、手近傍に はびあるスライド異28に接続してあり、シース26 とスライド第28は一株的に軸21に沿って握動する ようにされている。

スライド 別38には、シース28と輸引との間除に 注水するための送水口29を設けるとともに手元側 からの水塊れを防止するための0リング30を設け ている。31は信号ケーブル26に接続してある通常 コネクタであり、33は第1のバルーン23へ送気す る送到口金である。

上記のように構成された第2実施例のプローブ を操作するには、先ず、プローブ全体を腫瘍部の 存在する管腔34等に挿入して第1のバルーン23に

- 7 -

- 8 -

送気口金32、送気チャンネル25を介して送気する。 そして第2回に示すように腫瘍部33の先方に位置 してプローブ全体がそれ以上挿入方向に進まない よう固定する。第1のバルーン23の後方には超音 波振動子22が腫瘍部33に対向するように位置して いるが、腫瘍部33の管腔方向長さに合わせて超音 被振動子22を露出させて必要長さだけ腫瘍部33に 対向させるために、スライド異28を介してシース 26を軸21に沿ってスライドさせ超音波振動子22の 露出昼を定める。その後、第2のバルーン24に送 気チューブ27を介して送気してふくらませ、シー ス26が移動しないようにするとともにプロープ全 体を管験34内で固定する。次にスライド具28に設 けた送水口29から軸21外側とシース26内側との間 職を介して送水し、第1のバルーン23と第2のバ ルーン24との空間を水で充満させる。このように して超音波が腫瘍部33に伝達していき易い状態と し、超音波振動子22を励振し照射するのである。 本実施例によれば、腫瘍部33に対向しない超音 波振動子22はシース26で覆われるとともに、第2

のバルーン24があるため超音波は不要な部分に照 射されることがなくなる。

第1実施例のような腫瘍治療装置が使用困難な 体陸内の部位においては、第4個のに示す第3ま 施例の装置を用いればよい。この装置は内視機35 の挿人部56は連続して推作部37を設け、機嫌部37 には挿人部先端に設けた観察光学系に接続して接 服部38を設け、さらに無入部先端に進過する組分 339を設けており、第一308を通過して外端に組 を動動子を有するプローブ40を挿通している。 ローブ40の術者手元側にはプローブ駆動部11を 対けてあり、リェアあるいては音検原で像は、超音検服 測装置42のモェクに験出するようにしてある。

第4 切Bは、プローブ40の光端部期面図である。 建音被散動子43が転動子園度部44に図定してあり、 振動子間定部44はフレキンブルシャフト45に接続 され、フレキシブルシャフト45の回転によりプローブ40の分割を形成さるシース47の他面りに同転 する。フレキシブルシャフト45とシース47との間 類4回 Cは、脳脊炎振精子を有するプローブに 代えて詳子口381時間さるレーザプローブ50の 構模部を示したものである。飲光性プラスチッ ク光ファイバ51は、レーザプローブ50の支は暗軸 に設けたレーザの夢光ファイバ52と先端にチップ 53を有するレーザフローブ50の外側を形成するチューブ54との間に設けている。

第4回 Dは、第4回Aに示した装置とは独立し 円 いる体外式超音線発生装置である。この装置 は、超音線振動子55を有する本体56を設けてあり、 超音波振動子55は超音波駆動装置57と接続してい る。本体56に連接してある移動装置53は、第4回 の日高速距離装置42による荷砂液循床は表いて 順髙56a の位置へ超音波の集束点が合験するよう に位置合わせするためのものである。この装置を 用いる場合は、超音波振動子55と人体との間に水 等の超音波伝達体59を軟性樹脂等から成る酸60内 とな過去サイドら

本実施例の設置を用いて治療するには、先が、 患者に光感受性物質を投与しておく。そして、体 を55内へ内対験35を挿入し、銀子口33からプロー ブ40あるいはレーザプローブ50を排通し内接論観察をしながらそれらの発端を検験55の末期部553 作弊入する。ここで譲郷部553が体腔壁に対し、表在 性である場合は、経音改版側側と置似で画像観測し、 あるいは連幅部56に集積した光感受性物質に組合 波またはレーザを限制することにより発生する般 し、職務の大きさ、力的、環速度等を把握する。 臓臓器が50位置を把握したところで、レーザあるいは程音を放った。 101は日音改または体外式超音被発生装置からの 組合設を根拠するか、これらの組合わせにより類

- 11-

- 1 2 -

射して腫瘍部56に発光させつつ殺細胞効果を得る

のである。深館順番56。のため散光限測やレーザ 限射を実施できない場合は、超音波では物質の単積し よる超音波画像に基づいて光感受性物質の単積し た概略部56。へ体外式超音波発生装置からの超音 数を照射して、殺糊脂効果を得ればよい。

第5回は、プローブ (第4回 B) の変形例でプローブ61のシース62を蛍光の透過しなりまった。 で形成し、シース62の一部に関口部62を形成した 6のである。他の構成については第4回 Bと同様 である。本実施例では担音改振動子からの超音改 により腫瘍部の生な生する型大は、関口部63を次 り込まれるため、その蛍光量を検知すれば蛍光量 が最大となる関口部63の方向に健瘍があることと なるので、効果がな用端があることと

第5回は、プローブ (第4回)の別の変影例でプロープ64のシース65の外側に発光を適過しない第2のシース66を設け、その一部に間口部67を形成したものである。他の構成については第4回 日と同様である。本実施領では、第2のシース65 とース65を以上進当か同、開参庁のに自せ在に移

動きせることができるため、腫瘍部に発生する蛍 光量が最大となるように関口部67を移動させて、 腫瘍部の方向、位置をより正しく把膜することが できる。なお、第5図、第6図の実施例はレーザ プローブについても応用できる。

第7回は、第4回人、Dに示す実施側の変形的で、前紀実施側では超音波観測装置は光後出部により把握した離場部の位置に基づき、指者放発により把握した動態器の位置に基づき、指者放発により把握した動態を表現したが、この変形傾記をは進せ、超音波を設け、これを動態型でより接近してして種類位置の格別に伴い自動的に体外式超弱としてで確認を微作させるようにしたものである。以のは内機線先端が体験内のどこに位置して対出により態痛がかくを記録しておき、次に超音波光変と使知し、体を内にお聞いるのでと対して対する位置を検知し、体験のにお聞いるのでと対していまり、

第8図は、第7実施例を示したもので、超音波

プロープ59の内密先端に超音級番約770を振動子 エット72を介して設け、これを適別節状の関係 伝達能材71に進起してラジアルスキャンできるよ うにしてある。関転伝達部材71は超音級プロープ 63の延在方向に遅在しているコイルシース73に進 能してあり。整在金額勢770へ信号を送受する信 号ケーブル74は関転伝達部材71、コイルシース73 の中を適り中枢側75を採由して超音波商産装置76 不線的してあり、

超音級振動子700近傍には超音数成出射方向に同 方向に光軸を有する光学系717を設け、光学系717か の光情報は、回転伝達館材71、コイルシース78 の中を通した光ファイバ78を介して伝達され、中 細部75、栄光微度核出部79、海貨部80を経由して 超音波高模装置76、板砂してある。 コイルシース 73 はラジアを駆動部81に接続してあり、超音被弱 動子70の回転力向における向きはエンコー分等の 関転方向検出手段82により検知され、その位置情 核 (海算第68を終止して超音後調像数据76に反達 される。ラジアル駆動能別から解る数プロープ68 の先端にかけてはテフロン等から成るシース83で 攫い、超音波振動子70と光学系77に対向する部分 には透明なポリエチレンから成る透過窓84を形成 している。

この実施例を用いて治療するには、先ず患者に 光感受性物質を投与し、腫瘍部近傍を超音波プロ ープ69でラジアルスキャンして超音波画像診断を 行う。すると順髙部84に集積した光感受性物質は、 超音波の音響ルミネッセンスにより発生する400 nn付近の蛍光を吸収、励起して、基底状態に戻る 際 600mm付近の蛍光を発光する。蛍光強度検出部 79が光学系77を介して 600mm付近の蛍光を検知し、 超音波振動子70からの信号と演算部80でいずれの 方向 (職瘍の方向) から後光が発光しているかを 対応検知して超音波画像装置76に画像表示する。 図示の超音波画像装置76の画面では、超音波画像 86の外側に蛍光表示帯85を形成し、蛍光の方向と 強度を輝度として表示している。このようにして、 腫瘍部の方向と大きさを容易かつ確実に検知でき、 適正な治療を実現できる。

- 1 5 -

- 1 6 -

第9間は、第7実施例の変形例であり、リニアスキャン型の超音波プローブ間を用いたものである。この実施例では、散動子ユニット88、光学元89等でコイルシース99に一体動するように固定してあり、リニア基動部91によりシース92に対し造退動(例えば、30me 程度)できるようにしてある。起音波画像波響33での表示方法は、超音波画像波列の上方に画像と対応するように覚光表示形態と呼吸といび、対策を変生する位置と頻度と輝度としては動割を表していていては、動きが、大きでは、10mmをであり、治療の実際に大きな表していていては、10mmをからの600me件近の変光を検知して表示させ、離析の位置となきを象別が確実に推構である。これにより神事節からの600me件近の変光を検知して表示させ、無数の位置となきを象別が確実に推構である。

第10図A、Bは超音波画像表示装置のみの他の 変形側である。Aはラジアルスキャン用のもので、 Bはリニアスキャン用のものであるが、それぞれ の蛍光表示帯96、97は等分割のセル96s、97aとし て形成している。検知した蛍光の方向または位置 は対応するセル96a、97aを点臓表示させ、さらに 蛍光の機度を点域の周波数に変換し、蛍光が強い ほど達く点磁させるようにして表示の読取りを容 島にした。同様の効果は、セル96a、97aの色を変 化させるようにしても得られる。

第11図は、第7実施例の他の変形例を示したものである。 総音後プローブ98はラジアルスキャン型のものであり、振動子ユニット99には診断用盤音波振動子100と治療用総需変更ある方向に反対向きに設けている。そして、治療用超音波振動子101は信号ケーブルを介して使力超音波を主装置102に接続して送信するようにしている。他の構成については、数千実施例と同様である。

この装置を用いての計像は、第1実験例と同様 だが本実条例では特に強力超音技発生装置 102 から治療用超音被無動子101を介して1所2 1W 程度の強力超音能を患師に限射することで穀細粒 効果の向上を図れる。この場合、野12回に示すよ に電光機度の砂い報間(提前部のある方向)に のみ強力超音波を照射するように、演算部103 からの信号を強力超音波発生装置102 に送信すれば よい。この治療方法は、リニアスキャン等他の走 香方式に応用できることはいうまでもない。

第13図、第14図は実際の使用例を示したものである。

頭15国は、第11実施例を示したもので、中空チューブ(カテーテル)104 の先端に延右方前に分割した PVBF、圧電素子等の超音級党生手段を配し、それぞれの慰奇競生手段105 に信号ケーブルを接続し、作者手元側に配した切替なイッチを接続し、作者手元側に配した切替なイッチを接続して第一次では一次では、フットスイッチ109 を接続し任第章の超音機発生手段と105 を関うようにしている。超音波を生手段を105 を関うようにしている。超音波 大力テーテル104 の手元側に設けた権法整額111 を介してパルーン110 のに超音板伝達媒体液を往入できるようにしている。

この装置を用いて治療するには、先ず、患者に 光感受性物質を静注投与し、腫瘍部に集積したと

ころでカテーテル104 を体腔内に挿入し招音波発 生手設105 の全てを駆動して全間に超音波を照射 する。カテーテル104 の内部には内視鎖を挿道で きるので、内視鏡により超音波が限射され光感受 性物質が反応して発光して腫瘍部を視認する。そ こで術者はフットスイッチ109 を介して、発光し ている腫瘍部方向に対向している超音波発生手段 105 のみを駆動して超音波を照射し、治療を行う。 治療時に強い超音波が必要であれば個々の超音波 発生手段105 は、独立して出力期間できるので選 択的に出力を強くすることができる。このように して、本実施例では効率的な診断、治療を行い、 診断、治療時間の短縮化を図れる。なお、本事施 例では単部に対向している紹音油発生手段を識別 しないと駆動させる超音波発生手段を選択できな い。そこでカテーテルの内側に数字、記号等で超 音被発生手段に対応する監別手段を形成し、フッ トスイッチ等の外部制御手段の対応するスイッチ により選択的に駆動させればよい。

第16図 A、 B はカテーテルの変形例を示したも

- 19 -

- 2 0 -

ので、超音被発生手段105a、105bを治療対象に合 わせて使用できるようにAは超音波発生手段をカ テーテル長さ方向に分割したものであり、B はカ テーテルの長さ方向およびそれに進交する方向に 分割したものである。

回転部材120 に回転力を伝えるようにしてある。 モータ124 はモータ朝御回路125 を介して操作部 126 に接続され、超音波振動子駆動画路119 も 操作部126 に接続されている。

前記光ファイバ115 は、その他端が分光器116 に連結され、分光器116 にはさらにSITカメラ 126、アナライザ127 を遭ってモニタ128 が接続 してある。

セ先レンス114、超青核報輸干118 の周囲には 比端キャップ129 を有するポリエチレンから成る 円筒130 が設けてあり、円筒内間には水等の超音 被伝達後131 を光微させている。この円筒130 は、 接続部材120 を介して超音板プロープ本体を形成 するテフロンシース132 に超量を収る。

本実施例の髪型を用いて治療するには、先芽型 市に光際受性物質を静注投与し健療部に集積させ る。次に超音級プローブ112 を軽内凝膜的に体験 内に挿入し、操作部126 を操作しモータ制御国路 125 を介してモータ124 を駆動させる。するとコ イルシース123 を介して同じ額付120 が同性が 超音波振動子118 が回転する。次に操作部126 を 操作して超音波振動子駆動回路119 を介して、超 音波振動子118 を駆動させ超音波を照射する。超 音波は音響ルミネッセンスにより 400nmのスペク トルを発光し、順進部に集積した光感受性物質に 吸収されると、腫瘍部から 615,670mmの蛍光が発 生する。この蛍光を集光レンズ114 で集光し鏡 113 で反射して光ファイバ115 に送光する。光フ ァイバ115 を通った蛍光は、分光器116 で分光さ れ、SIT カメラ126 、アナライザ127 を経由して モニタ128 に表示される。モニタ128 の画像を表 示したのが第17図Bであり、これを見て光の強度 の強い個所を確認してモータ124 を停止させる。 すると超音波振動子118 の回転が止まり、腫瘍部 に400nm のスペクトルが照射される。このスペク トルを腫瘍部に集積した光燃受性物質が吸収し、 殺細胞効果を発現し治療ができるのである。

このようにして、本実施例では體瘍部に超音波 が解射されているか否かを確認しながら適正な治 優ができる。 第13回は、第13次線例の東影例であり超音波編 あ1344、1346、1346はプローブ133 の先端外間 上に列設してあり、これら超音波振動子制御設置136 に接続 している。この装置126 は提作前137 から命令の 入力をされるように接続してある。プローブ133 の先端には、鏡138 を有する円柱状の単光レンズ 139 を設けている。プローブ133 先端が方を関 うように、先端キャップ140 を有するボリエチレ から成る円筒体141 とラフロンシース143 は、 固定部材142 を介して接続されるととらにプロー ブ133 に固定されている。他の構成については、 の数字線析と同様であり、14441光フォイバー・

この装置を用いて治療するには、先ず光感受性 物質を患者に静柱投与して後、本装置を経内視鏡 的に体腔内へ挿入する。 援作部店3 を接作して総 該級動分割網装買136 で運延をかけ、超音波 新子取輸開路13本介して超音波振動子134a~c。を

144 は分光器、146 はSIT カメラ、147 はアナラ

イザ、148 はモニタである。

- 2 3 -

- 2 4 -

環次輻動き也、超音被を推議部に限制することに より発生する 615,670nmの登売を集光レンズ139 で集めてモンタ148 に映出して静路部を際し出す。 腫瘍部を把握したら超音改振動予134a~α を選択 的に駆動して、観離の起音波を照射し段細胞効 果により他便を行うのである。

本実施例は、超音波振動子134~ cを回転させ ながら駆動させる方式を採っないので、回転機構、 旋電を要せず構成の簡素化を図がるとともにプロ ープ径を細 (できる。また複数の超音波振動子を 選択的に駆動させて効率的治度ができる。なお、 超音波振動子の数はあるととものでない ことはいうまでもない。

第19回は罪4支給例を示すものでプローブ149 の一部新國図である。コーンミラー150 は、固定 材材151 に同定してあり、固定部材151 はコーン ミラー150 より彼方に設けてある固定板152 に固 定してある。これらは先端部材153 を有するカバ ー154 で限われており、このカバー154 にはレー ザ先の履材あるいは蛍光の受光を行う窓154aが形 成してある。なお、先端部材153 はカバー154 が 掲動できるように水密に接合してあるとともに、 先端部材153 は、固定部材151 を固定している。

前部間度板152 の中央に孔を影成して光ファイ パ155 を内包した遠光管156 の境部を包攬してい 3、カバー154 は触157 に固定してあり、輪157 にはフレキンブルシャフト158 が接続してありカ バー154 を回転可能にしている。159 はエンコー ダである。輪157 、フレキシブルシャフト158 の 外周にはそれらが揺動可能にシース160 を水密に 設けている。

類20回は、装置全体を示すプロック回である。 モータ161 は、プローブ149 のフレキンブルシャ フト158 に接続してあり、コントローラ162 を介 して CPU163 と接続している。位置検出目路164 は、プローブ149 のエンコーグ155 に持続してあ 、CPU163 に接続してある。光フォイバ55 は、 分光器165 、レーザ装置166 と接続してあり、こ れらは CPU163 に接続してある。さらに CPU163 に接件パスル167 、CE7160が接続してある。 本装置を用いて拍磨するには、失ず患者に光感 受性物質を接与して後、プロープ149 を体腔内は 構入し、軽離部159 近彼に位置させる。次に異作 パネル157 を提作してモータを駆動させるために 信守を OF1168 に送信する。コントローラ162 は、 の信号に高ウミモータ駆動によりフレキンブルン・ フト158、軸157 を介してカバー154 が回転する。 一方、接伸イネル167 を使化して位置検出回路

164 を駆動する信号を CPUIGSに送信する。軸157 の回転角は、エンコータ153 により検出されて位 液体出回路164 で処理される。そこで、エンコー り159 の検出値とカバー154 の窓154aの位置とを 予め対応させておくことにより、エンコーグ155 の検出値を処理すれば窓154aの位置が把握できる。 窓154aの位置データは CPUIGS に送信され、位置 の職像化の提配する。

レーザ光の照射、腫瘍部からの蛍光の受光には 先ず操作パネル167 を操作して、分光器165 、レ ーザ装置166 を駆動する信号を CPIJ63 に送信す る。CPU163からの信号によりレーザ装置166 が駐 動すると、レーザ光は光ファイバ155 を通ってコ -ンミラー150 に到達し、ここでレーザ光は360° 方向に扱利し、その一部はカバー154 の窓154aか らプローブ149 の外へ放射される。この場合、カ バー154 は回転しているので、レーザ光は 360° のどの方向にも放射される。レーザ光の被長は 430nm がよいが、光感受性物質を集積した腫瘍に レーザ光を照射すると、そこから波長 615,670nm の前光が発圧する。この前光は空154aから受光さ れるが、コーンミラー150 を介して光ファイバー 155 に入る。さらに分光器165 で分光され、波長 615. 670nmの蛍光だけを輸出する。輸出した後、 信号をCPU163に送り、CPU163では信号を処理し記 惟するとともに、処理した信号を CR7168 に送信 して腫瘍部の位置を画像化する。このようにして 腫瘍部の位置は窓154aの位置データと蛍光とを対 応させることにより正確に把握できる。なお、レ ーザ装置166 と分光器165 の切扱え装置について は図示していない。把握された腫瘍部へ一連の動

- 27 -

- 28 -

作を経て数長630 nmのレーザ光を限制することに より、腫瘍組脂が破壊されて治療が行われる。本 実施例によれば、腫瘍部に対する正確な位置検出、 治療が可能となる。

第21関、第22関は、第15実権例の更に別の変形 例であり、前記変形例と異なるのはプローブ先端 に超音波振動子171 を設けるとともにカバー154 に超音波出射窓154bを形成した点である。レーザ 光で治療するのは前記変形例と同様である。超音 波で治療するには、佐ず、モータ161 を駆動させ てカバー154 を回転させるとともに招音波振動子 駆動回路164 を駆動させて超音波振動子171 から 超音波を照射して行う。光感受性物質を集積した 職傷部からは音響ルミネッセンスにより 400nmの スペクトルが発光する。スペクトルを窓3aを通し て発光位置を検出しておいて、超音波をそこへ照 射することにより、スペクトルを光度受性物質が 吸収し励起されて穀細胞効果が生じるのである。 なお、超音波を照射して発光したスペクトルの位 潜を検出して、その位置に効長 630mmのレーザ光 を照射して治療を行ってもよい。

〔発明の効果〕

以上のごとく本発明によれば、超音被振動子を 必要範囲だり露出させて超音被を所要の患部に限 材できるようにしたので、正常部位への悪影響を 防止して適正な治療ができる。

4. 図面の簡単な説明

第1図は、本発明の第1実施例を示す概要図、 第2図、第3図は第2実施例に係るプローブの 断面模要図および使用状態を示す概要図、

第4回A、B、C、Dは第3 実施例を示す図、 第5回は第4 実施例、第6回は第5 実施例、第 7回は第6 実施例、第8回は第7 実施例、第10回A。 Bは第3 実施例、第11、12回は第10実施例、第13、 14回は実際の使用例、第15回は第10実施例、第13、 16回は第10支票節の使用例、第15回は第10実施例、第16 図A、Bはガナーテルの実施例、第17回A、Bは 第12実施例、第18回は第13実施例、第19、20回は 第14実施例、第21、22回は第15実施例を示す回で ASA 1 … 先端構成部 2 … 超音波振動子 3 … 振動子ユニット 7 … 窓 8 … 布状ファイバ 10 … バルーン

14…超音波駆動装置 16…発行検出・表示部

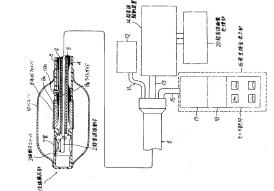
14…超音波駆動装置 16…発行検出・表示部 19…モニタ部 20…超音波西像処理部

特許 出願 人 オリンパス光学工業株式会社

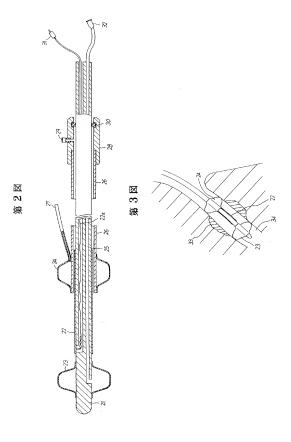
代理人弁理士 杉 村 暁 秀

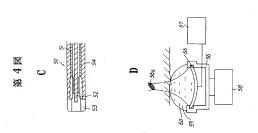
同 弁理士 杉 村 興 作

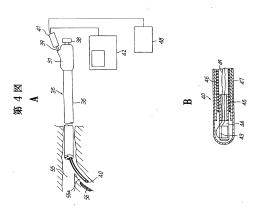
- 3 1 -

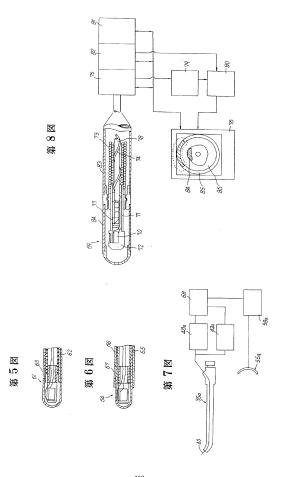


第一図

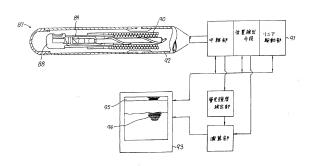




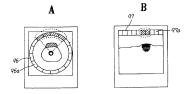


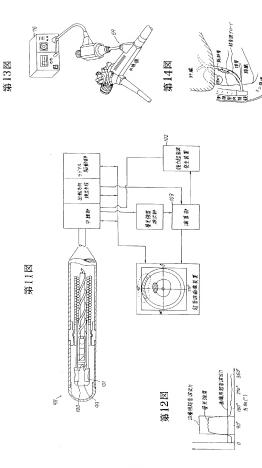


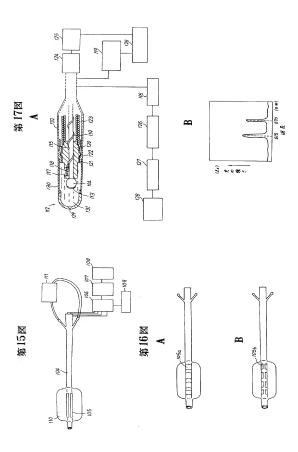
第9図



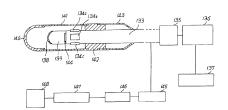
第10図



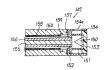


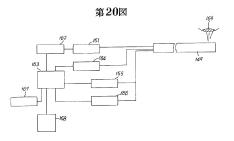


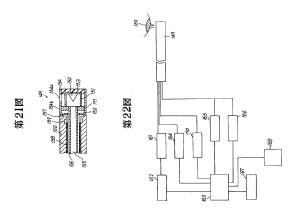
第18図



第19図







第1頁の続き 東京都渋谷区幡ケ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 ⑫発 明 者 株式会社内 東京都渋谷区幡ケ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 70発明 直己 株式会社内 東京都渋谷区幡ケ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 直 @発 明 者 Ш 株式会社内 東京都渋谷区幡ケ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業 辺 延 彦 ⑩発 明 者 株式会社内

手 結 補 下 書

平成 元年 6月 9日

35 R [12]

特許庁長官 吉 田 文 80 50

L事件の実示

平成 1 年 特 許 願 第 58021 号 2、発明の名称

腫瘍治療装置

3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

(037) オリンパス光学工業株式会社

4.代 理 人

住 所

(5925)弁理士

住 所

氏 名 (7205) 弁理士 \$5 ##

5. 補正の対象

明細書全文 および図面 第17原A) 1, 6, 9 (別紙のとおり) 第4回Cおよび年図Bの訂正はありません。解析

6. 補正の内容

5. 紹音波照射部と観測部とを有する腫瘍治療 装置において、

招音物照射部が有する蛍光検出手段は体験 内への挿入部先端に設け、超音波発生手段は 体腔外に設けたことを特徴とする腫瘍治療装 署.

3. 発明の詳細な説明

[産業上の利用分野]

本発明は、巣部に招音波を開射し治療する腫瘍 治療装置に関する。

(従来の技術)

提近、単部に集積したHPD等の主感受針物 質に紹音液を照射すると軽細胞効果が増強され、 光感受性物質にレーザを照射して癌治療を行う PDTと同様の効果が得られることが判明してい

レーザを解射する治療法は、光ファイバ等を用 いてレーザ光を導光して行うものであるが、一般 的に行われているPDTは次のようなものである。 先ず光感受性物質を静注投与し、腫瘍に光感受性

AUT.

1. 発明の名称 睡寒冷寒味管

2. 特許請求の新用

1. 超音波照射部と観測部とを有する離瘍治療 装置において、

超音被照射部を構成する体腔内への補入部 先端に腫瘍から発生する蛍光を検出する蛍光 検出手段と、腫瘍に向けて超音油を照射する 超音波発生手段とを設けたことを特徴とする 顺壤治療装置,

- 2. 超音波発生手段として、診断用超音波素子 と治療用超音被素子とを設けたことを特徴と する請求項1記載の職扱治療装置、
- 3. 蛍光検出手段に挿入部の挿入軸に直交する 全方向からの蛍光を検出する手段を付設した ことを特徴とする請求項1記載の腫瘍治療装 37 ..
- 4. 観測部のモニタに蛍光強度表示手段を設け たことを特徴とする請求項」記載の腫瘍治療 装置。

- 1 -

物質を集積させる **簡据に 1 - 430mmの** レーザを 照射すると腫瘍部から A = 615,670 nuの蛍光が発 生する。この蛍光発生部に A = 630 mmのレーザを 照射すると細胞破壊がされ治癒するのである。

ところがレーザ照射法によるのは、照射角度、 照射深速度の面で十分でないとともに広範囲の順 傷についての照射効率が罷く、腫瘍治療には招音 波照射法による方が効果的である。この方法は光 感受性物質を静注投与して腫瘍に光感受性物質を 集積させた後、超音波 (1 MBz, 1 W程度) を照射 し音響ルミネッセンスにより 400nm程度のスペク トルを発光させる。この発光を光感受性物質が吸 収し、助起され蛍光が発生する。そして殺細胞効 果が生じ治癒するのである。

「発明が解決しようとする課題)

しかしながら、患部に超音波を照射して治療す る方法には次のような問題がある。先す単部を容 易かつ確実に検知することが困難であり、また、 患部検知後の目的とする腫瘍部にのみ超音波を昭 射し、正常部位への悪影響を防止することが困難 であるのである。

本発明は、こうした問題点を解決すべく提案されるもので、超音波を所要個所にのみ解射できる 腫瘍治療装置を提供することを目的としたもので ある。

(課題を解決するための手段および作用)

このように治療部位を的確に検知し、治療部位 にのみ起音波を服射して適正な腫瘍治療を行うこ とが可能となる。

[事務例]

腫瘍治療装置を用いる場合、患部を容易かつ確 実に検知して治療することが必要である。第1回 は、そのための第1実施例を示すものでデ2を の先端構成部1には、内部に超音機振動子2を有 な振動チユニット3を設け、振動チユニット3 にはラジアルスキャンするための駆動力を伝達す る中空のフレキシブルシャフト4を接続し、フレ キシブルシャフト4の中空には超音波振動子2へ 信号を送受する信号ケーブル5を設ける。先端構 成部1はテフロンやシリコン等の可提性の材質か ら成る本体6を有し、この本体6の超音波振動子 9 に対向する部分には、経音波が通過可能な窓? を形成している。窓7の後方すなわち本体6の術 者手元審り位置には、本体6の外周方向に4つに 分割された布状ファイバ8を設け、各布状ファイ バ8の麻側でファイバ8aが束ねられ、ライトガ メドミトと1.マ木体6の延存方向に引き込まれて いる。更に本体6内には送水路9を設け、先端構 成部1を置うように設けた透明なバルーン10内に 送水するように設けた送水口10a を介してバルー ン10をふくらませるようにしている。

プローブは、体腔内に挿入するに十分な長さを 有しており、先端構成部1に連続する術者手元側 の本体6の端部からは送水路9に接続している送 水管11が引き出され給水用ポンプ12に接続してい

- 4 -

- 5 -

る。さらに本体6の強部からは、信号ケーブル5 の端部13が引き出されラジアル駆動及び超音波数 動装置14に頻度しており、またフレキップルシャ フト4の強部15が引き出され分光器17に接続して ある。なお、発光検出・表示部15には前記分光器 17のほか、SIT カメラ18、モニク部13を設けてい る。20は超複数関係処理部である。

このように構成した第1実験例の装置を操作するには、先生患者にHPD等の光感受性物質を投 与して起源に集積させ、その後アロブを管腔内 に挿入する。この挿入は、経内視鏡的にあるいは X構造視下でのプローブ単独挿入等により行えば よい。

そして、整能と予測される付近にプローブ先端 を位置させた後、送水路9を介して輸水用ポンプ 21により柱状しバルーン10をふくらませて管整壁に密着固定し、プローブ先端を定置させる。そして超音線振動するを勘覧はせラジアルスキャンしないら超音波を感音像を悪いませる。と、 の愛光を結れファイバ8で愛光し、ライトガイド 8トを介して発光検出・表示部16に導光し蛍光量 をモニタする。このように製光量を検知すること によって悪部の位置を正確に把握できるのである。 そこで更に光感受性物質の集婚部に超音波を照別 することにより、設細胞効果が増強され正確な治 嫌が行われる。なお、この場合に超音波響処理 部20を介して超音波画像を観察することができる ようにしておくことにより、より適切な治療を実 現できる。

第2、3 図は、本発明の第2実施例を示したもので、体腔的に排入するプロープの概要図である。 を記は結程で可膜性の材質から成ももので先端を体腔内へ挿入する際に体性内型、患部等を損傷しないように歯囲形成してある。この軸21の先端近 他の外側には100年の場のは100年の光端近 は100先端近時外側には第1のパルーン23を設けている。軸210内部には軸の延左右向に第1のパルーン23、近気するための送気チャンギル25と超音 後援動子22と連載するための信号ケープル22。 設けている。

超音波振動子22は輪21の延在方向でかつ輸21の 外側に延設するが、この超音波振動手22の後部が 輸21外側にかけてシース26が買うように設けている。このシース26の先端には送気チェープ27で 有する第2のパルーン24を設けている。輸21は將 者の手元側にまで延在しており、手元近傍にまで 連続して延在しているシース26は軸21の外側に設 けてあるスライド具28に接続してあり、シース26 とスライド異28に接続してあり、シース26 とスライド異28に接続してあり、シース26 とスライド異28は一体的に輸21に沿って誇動する ようにされている

スライド異38には、シース26と輸引との間縁に 住来するための送水口29を設けるとともに手元間 からの水機れを助止するためののリック30を設け ている。31は信号ケーブル26に接続してある通電 コネクタであり、32は第1のバルーン23へ送気す る送気口金マある。

上記のように構成された第2実施例のプローブ を操作するには、先ず、プローブ全体を腫瘍部の 存在する管験34等に挿入して第1のバルーン23に

送気口金32、送気チャンネル25を介して送気する。 そして第2回に示すように腫瘍部33の先方に位置 してプローブ全体がそれ以上挿入方向に進まない よう固定する。第1のバルーン23の後方には超音 波振動子22が腫瘍部33に対向するように位置して いるが、腫瘍部33の管腔方向長さに合わせて超音 波振動子22を露出させて必要長さだけ腫瘍部33に 対向させるために、スライド具28を介してシース 26を軸21に沿ってスライドさせ超音液振動子22の 露出長を定める。その後、第2のバルーン24に送 気チューブ27を介して送気してふくらませ、シー ス26が移動しないようにするとともにプロープ会 体を管腔34内で固定する。次にスライド型28に45 けた送水口29から軸21外側とシース26内側との間 隊を介して送水し、第1のバルーン23と第2のバ ルーン24との空間を水で充満させる。このように して超音波が腫瘍部33に伝達していき易い状態と し、超音波振動子22を励振し照射するのである。

本実施例によれば、腫瘍部33に対向しない超音 波振動子22はシース26で覆われるとともに、第2

- 8 -

- 9 -

のバルーン24があるため超音波は不要な部分に関 射されることがなくなる。

第1 実施別のような腫瘍治療装置が使用困難な 体態内の部位においては、第4 図入に示す第3 実 施例の装置を用いればよい。この装置は内視線33 の挿入部36に濃板して程作部37を設け、機様部37 には挿入部先端に遮板けた観察光学系に機能した3 139を設けており、2000年30週20世紀時間 波振動子を有するフローブ40を押通している。ア ローブ40の倘者手元側にはプローブ駆動部31を 設けてあり、リニアあるいはラジアルタは・起音後 がけてあり、リニアあるいはラジアルタは・起音後 がま面化のモニタに映出する。

第4回8は、プローブ40の映場部断面図である。 起音液振動子43が振動子間度部44に固定してあり。 振動子間変配44はフレキンブルシャフト45に接続 され、フレキシブルシャフト45の起転によりプロ デオリの外側を形成するシース47の軸間りに回転 する。フレキシブルシャフト45とシース47との間 には蛍光性プラスチック光ファイハ46が設けてあり、蛍光を吸収することよにり助起されて蛍光を 発生させてプローブ40の新者手元側に伝達し、第 4 図Aに示す蛍光検出部48に送光する。なお、海 入部38先端は歴作部37の優作リブを介して透照的 に動曲提作される。49は、超音旋転動子43へ信号 を送受する信号ケーブルである。

郷4回区は、超音被振動子を有するブローブに 代表で増予口38に増通するレーザプローブ50の分 備構成部を示したものである。蛍光性ブラスチッ ク光ファイバ51は、レーザプローブ50のほぼ輸む に設けたレーザの導光ファイバ52と光端にチップ 38を有するレーザプローブ50の外側を形成するチューブ54との間に設けている。

第4回Dは、第4回Dに大会型とは独立し 工用いる体外式超音波発生装置である。この装置 は、超音波数数分子56。を有する未体50を設けてあ り、超音波数例子56。は超音波延動装置57と接続 している。本体58に進設してある移送置58は、 44回入の母音波製剤装置24による超音液画像に 基いて、腫瘍55b の位置へ超音波の集束点が合致 するように位置合わせするためのものである。こ の装置を用いる場合は、超音波数数子56a と人体 との間に水等の超音波伝達体59を軟性樹脂等から 成る時60内に充編させて行う。

本実施例の装置を用いて治療するには、先ず、 患者に光感受性物質を提与しておく、そして、体 吃55内へ内模線35を挿入し、鎖子口39からプロー づ40あるいはレーザプローブ50を挿通し内視鏡 断をしなからそれらの先端を体腔550末梢部55a へ挿入する。ここで職務部55b が体腔壁に対し表 在性である場合は、四音 被側装置42で画像観別 、あるいは腫瘍部55b (集積した光感受性物質 に超音 被またはレーザを照射することにより発生 する蛍光を蛍光性プラスチック光フォイバ46、51 で検知し、腫瘍の大きさ、方向、深速度等を把握 する。

腫瘍部55b の位置を把握したところで、レーザ あるいは超音波または体外式超音波発生装置から の超音波を照射するか、これらの組合わせにより 照制して練講部55k に発光させつつ段解認効果や 得るのである。深能離議56k のため後光微型や レー切照制を実施できない場合は、超音後プローブ 40による超音波画像に基づいて光感受性物質の無 様した腫瘍部6k へ体外式超音波発生製置からの 超音波を開刊して、段解散効果を得ればより

第5回は、プローブ(第4回8)の数形例でプローブ61のシース62を進光の透過しないチェーブで形成し、シース62の一部に閉口部63を形成したものである。他の構成については第4回5と同様である。本実施例では経音波振動子からの超音波により腫瘍部に発生する蛍光は、閉口部63から取り込まれるため、その選光量を検知すれば蛍光量が最大となる陽口部63の方向に腫瘍があることとなるので、効果的な把握ができる。

第6回は、プローブ(第4回B)の別の変形例 でプローブ64のシース65の外側に覚光を透過して い第2のシース66を設け、その止能に開口部が 筋成したものである。他の構成については第4回 Bと同様である。本実施例では、第2のシース66

- 1 2 -

- 1 3 -

をシース65に対し進退方向、関動方向に自在に移 動させることができるため、護療部に発生する策 光量が最大となるように関口部の4移動させて、 継痛部の方向、位置をより正しく把握することが できる。なお、第5回の第6回の実施例はレーザ プローブについてれの間できる。

第7回は、第4回人、Dに示す実施例の変形例 で、前記程生物例では超音波観測装置と単光検出部 により把握した腫瘍部の位置に基づき、指者がマ ニュアルで移動装置の操作をし体外式超音波発生 接置を移動する構成であったが、この変形例の 化光検出部48a、松音波観測装置なに接続した 位置検出版師8を設け、これを移動装置にも接続して で関連などのでは、2000年の には内視鏡先端が体腔内のどこに位置化機出 かかを記録しておき、次に超音波接入を かを記録しておき、次に超音波接入使出に なりにはたけ、2000年の かを記録しておき、次に超音波接近に なりには対しておき、次に超音波を接知し、体 使物にはおける位置を解知し、体 使物にはおける位置を第出する。そのである。 第3 図は、第7 実施例を示したもので、超音波 ヴローブ69の内部先端に超音波振動子70を振動子 ユニット72を介して設け、これを適明時故回転 伝達部材71に連結してラジアルスキャンできるよ うにしてある。回転校連部材71は擬音波プローブ 89の延在方向に延在しているコイルシース73に進 結してあり、超音波振動子70へ信号を送受する信 号ケーブル74は照転右達部材71、コイルシース73 の中を適り中継部75を経由して超音波両像装置76 付接続してある。

超音波振動子700 近傍には超音波的斜方向と同 方向に光軸を有する光学系77を設け、光学系77か の光情模は、図転伝達部材71、コイルシース73 の中を適した光ファイバ78を介して伝達され、中 離部78、蛍光斑度検出施73、淡質部80を経由して 超音波面像執置76へ接続してある。コイルシー次 343 カチ710回転方前における向きはエンコーダ等の 報告で10両に方向における向きはエンコーダ等の 報は演算部80を採由して超音被商機整置75に伝達 される。ラジアル駆動部81から超音波プローブ65 の先端にかけてはテフロン等から成るシース83で 関い、超音波振動子70と光学系77に対向する部分 は透明なポリエチレンから波る透過窓84を形成 している。

この実施制を用いて治療するには、火ず患者に 恋受性物質を投与し、腱腫部近債を超音被所能 行う。すると阻棄部555、定集積した実施受性物する 400 nm付近の選素を吸収、加設して、基度発生する 400 nm付近の選素を吸収、加設して、基度光療を は 超音波の音響ルネネッセンスにより発生する 400 nm付近の選素を吸収、加設して、基度光療を は 超部70が光学派77を介して 600mm/16で 2 成業施設定検 出部70が光学派77を介して 600mm/16でに 画像 設置 がよる場合では、一般であるが発光していまった。 がより応候加して超音を強度後変質に画像 超音 被画像86の外側に使光皮素帯55を形成し、飲光の 方向と微度を解度として表示とを形成し、この確定 して、胸膜像の方向と大変素にしている。この確定 して、胸膜像のか向と大きと非異めった。 検知でき、適正な治療を実現できる。

第9回は、第7実施例の変形例であり、リニア スキャン型の超音波プロープ87を用いたものであ る。この実施例では、振動子ユニット88、米型系 89等でコイルシース90に一体動するように固定し てあり、リニア駆動部91によりシース92に対し進 退動 (例えば 30mm 程度) できるようにしてある。 超音波画像装置93での表示方法は、超音波画像94 の上方に画像と対応するように蛍光表示帯95を形 成し、蛍光を発生する位置と確度を頻度としてあ 示するようにしている。他の構成については第3 事施例と間接であり、治療の主際においても紹弃 湖プローブを用いてリニアスキャンして行う点を 除けば第3実施例と同様である。これにより腫瘍 部からの 600mm付近の蛍光を検知して表示させ、 腫瘍の位置と大きさを容易かつ確実に把握できる。 第10図A、Bは経音波画像要示装置のみの他の

第110図A、Bは超音波画像表示装置のみの他の 変形例である。A はラジアルスキャン用のもので、 B はリニアスキャン用のものであるが、それぞれ の鎖光表示等96、97は等分割のセル96a、97aとし

- 16 -

- 17 -

で形成している。検知した登光の方向主たは位置 は対応するセル96m。97mを点線表示させ、さらに 依光の強度を点線の関波数に変換し、役光が強い ほど連く点線させるようにして表示の誘致りを容 易にした。同様の効果は、セル95m、97mの色を変 化させるようとしても終られる。

郷11回は、第7実施例の他の変形を示したものである。超音能プロープ98は5ジアルスキャン型のものであり、張動子ユニット99には診断円超音被原動子100と治療用超音被原動子101とを超音波がロープ98の雑線に直交する方向に反対向きた彼けている。そして、治療用超音被野地子101は信号ケーブルを介して強力超音波発生装置102に接続して送信するようにしている。他の構成については、第7条節例と同様である。

この装置を用いての治療は、第7実施例と同様だが本実施例では特に強力超音被条生装置 102から治療用超音被振動子101を介して1 mll 2 で変更があることで銀細胞効果の向上を図れる。この場合、第12回に示すよ

うに蛍光機度の強い範囲(腫瘍部のある方向)に のみ独力担音後を固音波発生装置102 に逆信する らの信号を強力超音波発生装置102 に逆信する よい、この治療方法は、リニアスキャン等他の走 金方式に応用できることはいうまでもない。

第13図、第14図は実際の使用例を示したものである。

第15関は、第11実施例を示したもので、中空チューブ(カテーテル)104 の先端に展在方向に分削した PVBP. 圧電素子等の超音波発生手段を記し、それぞれの超音波発生手段105 に信号ケーブルを接続し、荷者手元側に配した切替スイッチ106 を介してアンブ107、発信欄108 に接続するとされ、フットスイッチ109 を接続し任意の起き強発生手段が駆動するようにしている。整音放発生手段165 を覆うようにパルーン110 を設け、カテーテル104 の手元側に載けた遺域装置111 を介してパルーン110 の正確音波伝達媒体液を注入

この装置を用いて治療するには、先ず、患者に

光感受性物質を静注役与し、腫瘍部に集積したと ころでカテーテル104 を体験内に挿入し招音論発 4 手段105 の全てを駆動して全層に報音補を照射 する。カテーテル104 の内部には内視鏡を挿道で きるので、内視鏡により超音波が照射され光感受 性物質が反応して発光した腫瘍部を視認する。そ こで術者はフットスイッチ109 を介して、発光し ている腫瘍部方向に対向している超音波発生手段 105 のみを駆動して超音波を照射し、治療を行う。 治療時に強い超音波が必要であれば個々の超音波 発生手段105 は、独立して出力制御できるので選 択的に出力を強くすることができる。このように して、本実施例では効率的な診断、治療を行い、 診断、治療時間の短縮化を図れる。なお、本実施 例において単部に対向している超音波発生手段を 選択可能とするためにカテーテルの内側に数字。 記号等で超音波発生手段に対応する識別手段を形 成することにより、フットスイッチ等の外部制御 手段の対応するスイッチにより選択的に駆動させ ることができる。

第16図 A. Bはカテーテルの要形解を示したもので、超音酸発生手段105m,105kを治療対象に合むて使用できるようにAは超音酸発生手段をカテーテル最迭方向に分割したものであり、Bはカテーテルの最立方向はおよびそれに直交する方向に分割したものであり、P. W和したものである。

第17回人は、本発明の第12実施得を示したもので、超音波でローブ112 の先端には先端に線113 を有する構光レンズ114 を配し、集光レンズ114 には超音波プローブ112 の延在方向に光ファイバ 115 を接続し、光ファイバ115 の他所は分光器 116 に接続している。集光レンズ114 の後部には 整合層レンズ117 を有する超音被振動手118 を設 け、これに接続した信号ケーブル118aは、超音線 野118 は回転部材120 に固定されており、個転割 材120 は超音波プローブ112 本株に設けてある接 総部材121 に廃止約122 を介して関係可能に支持 されている。固転影材120 は、相等千元側にまで を作れているこれかシース123 に接続してあり、

- 20 -

- 2 1 -

その他端はモータ124 の駆動軸に連結してあり、 回転部材120 に回転力を伝えるようにしてある。 モータ124 はモータ制御団路125 を介して操作部 126 に接続され、超音波振動子駆動同路119 も 場作部196 に増輸されいる。

前記光ファイバ115 は、その他端が分光器116 に連結され、分光器116 にはさらにSITカメラ 126、アナライザ127 を通ってモニタ128 が接続 してある。

集光レンズ114、 超音被服勢于118 の間囲には 光端キャップ129 を有するボリエチレンから成る 円筒130 が設けであり、円筒円的底は水等の超音 液伝達機(31) を充端させている。この円筒130 は、 接続部材121 を介して超音波プローブ本体を形成 するテフロンンース132 に関音してある。

本実施例の装置を用いて治療するには、先ず患 者に光態受性物質を静柱投与し腫瘍部に集積させ る。次に超音波プローブ112 を経内視鏡的に体 のに挿入し、操作部126 を操作しモータ制御 125 を介してモータ124 を駆動させる。するとコ

イルシース123 を介して回転部材120 が回転し、 超音波振動子118 が回転する。次に提作部126 を 操作して超音波振動子驅動回路119 を介して、超 音波振動子118 を駆動させ超音波を照射する。超 音波は音響ルミネッセンスにより 400nmのスペク トルを発光し、腫瘍部に集積した光感受性物質に 吸収されると、腫瘍部から 615,670mmの蛍光が発 生する。この蛍光を集光レンズ114 で集光し鏡 113 で反射して光ファイバ115 に送光する。光フ ァイバ115 を通った蛍光は、分光器116 で分光さ れ、SIT カメラ126 、アナライザ127 を経由して モニタ128 に表示される。モニタ128 の画像を表 示したのが第17回Bであり、これを見て光の確度 の強い個所を確認してモータ124 を停止させる。 すると超音波振動子118 の回転が止まり、腫瘍部 に400nm のスペクトルが開射される。このスペク トルを腫瘍部に集積した光感受性物質が吸収し、 殺細胞効果を発現し治療ができるのである。

このようにして、本実施例では腫瘍部に超音被 が照射されているか否かを確認しながら適正な治 療ができる。

第18回は、第13支施側の変形例であり超音被顕 勢于134a、134b、134cはプロープ133 の先端外間 比で列設してあり、これら超音被振動子観射音 服動子駆動回路135 を介して超音被振動子剛削器 置136に惨核している。この装置136 は操作網137 から命令の入力をもれるように接触してある。状の 生力一プ133 の先端には、練13度を有する円柱状の 場外方を置うように、先端キャップ140 を有する ポリエチレンから成る円筒に141とチフロンシー 又143 は、図面割材142を分して接続される。他の構成に ついては、前部実施例と同様であり、144 は光フ フィパー、145 は分光器、146はSIT カメラ、147 はアナラナザ、148 はモニタである。

この装置を用いて治療するには、先ず光啓受性 物質を患者に静住投与して後、本装置を経内視鏡 的に体験内へ挿入する。操作部137 を操作して超 音波振動子側離装置135 で遅延をかけ、超音波振 戦予羅動國際155 を介して超音微短約7134a~c を順次駆動させ、超音波を振節部に照射すること により発生する615.670meの質光を集発レンズ133 で集めてモーク月48 に映出して腹膜部を探し出す。 腫瘍部を把握したら超音波設勢予134a~c を選択 的に駆動して、腹痛部に超音波を脱射し段細胞効 果により指数を行うのである。

本実施例は、超音遊転動子134m~6を開転させ ながら駆動させる方式を採らないので、国転機構、 整置を要せず構成の簡素化を図れるとともにプロ 一ブ径を輝くできる。また複数の超音波振動子を 選択的に駆動させて効率的治療ができる。なお、 超音波振動子の数とでない。 ことはいうまではる場合

第19回は第4歳編例を示すものでフローブ149 の一部断面図である。コーンミラー150 は、間定 8枚材151 に固定してあり、固定部材151 はコーン ミラー150 より彼方に設けてある固定板152 に間 定してある。これらは先端部材153 を有するカバー 154 で覆われており、このカバー154 に従

- 2 4 --

- 2 5 -

ザ光の照射あるいは黄光の受光を行う窓154aが形成してある。なお、先端部材153 はカバー154 が 関動できるように水密に接合してあるとともに、 先端部材153 は、固定部材151 を固定している。

前部間定板152 の中央に孔を形成して光ファイ バ155 を内包した進光管156 の境部を固定してか あ、カバー154 は触157 に固定してあり、軸157 にはフレキンブルシャフト158 が接板してありカ バー154 を関転可能にしている。158 はエンコー ダである。軸157 、フレキシブルシャフト158 の 外周にはそれらが指勢可能にシース160 を水密に おけている。

第20回は、装置全体を示すプロック図である。 モータ161 は、プローブ149 のフレトンブルシャ フト158 に接続してあり、コントローラ162 を介 して CPU163 に接続している。位置検出回路164 は、プローブ149 のエンコーダ159 に接続してあ り、CPU163は接続してある。光ファイバ155 は、 分元器165、レーザ装置166 と接続してあ れんは CPU163 に接続してある。 木ムに CPU163 には操作パネル167、CRT168が接続してある。 本装置を用いて治療するには、先ず患者に光感

本楽車を示いてお渡りるには、次7多型でに先形 受性物質を多りて後、プローブ149 を体験に 挿入し、腫瘍部169 近傍に位置させる。次に提作 パネル167 を提作してモータを駆動させるために は 50 66 94 に返行する。コントローラ162 は、 この信号に基づきモータ駆動信号をモータに送信 する。モータ161 の駆動によりフレキンブルシャ フト154、無157 を分してカバー154 が囲転する。 一方、慢作パネル167 を保住して信度特に回路

164 を駆動する信号を CPU3なに送信する、軸157 の国転角は、エンコーダ159 により検出されて位置検出回路164 で処理される。そこで、エンコーグ159 の検出値とカバー154 の恋154の位置とサラ対応させておくことにより、エンコーグ159 の検出値を処理すれば窓154の位置が把握できる。窓154の位置が位置すれば窓054の位置が把握できる。窓154の位置が設備してPU68 に返信され、位置の画像化が製わる。

レーザ光の照射、腫瘍部からの位光の受光には 先ず操作パネル167 を操作して、分光器165 、レ ーザ装置166 を駆動する信号を CPU163 に送信す る。CPU163からの信号によりレーザ装置166 が駆 動すると、レーザ光は光ファイバ155 を適ってコ - ンミラー150 に到達し、ここでレーザ光は360° 方向に散乱し、その一部はカバー154 の窓154aか らプローブ149 の外へ触射される。この場合、カ バー154 は回転しているので、レーザ光は 360° のどの方向にも放射される。レーザ光の波長は 430nm がよいが、光感受性物質を集積した腫瘍に レーザ光を照射すると、そこから波長 615,670nm の併光が発生する。この栄光は窓154aから受光さ れるが、コーンミラー150 を介して光ファイバー 155 に入る。さらに分光器165 で分光され、波長 615. 670amの蛍光だけを輸出する。輸出した後、 信号をCPU163に送り、CPU163では信号を処理し記 憶するとともに、処理した信号を CRT168 に送信 して輝瘍部の位置を画像化する。このようにして 腫瘍部の位置は窓154aの位置データと電光とを対 応させることにより正確に把握できる。なお、レ 一ザ装置166 と分光器165 の切換え装置について は図示していない。把握された腫瘍部へ一違の動 竹を終て被長530 nmのレーザ光を照射することに より、腫瘍細胞が破壊されて治療が行われる。本 実施例によれば、腫瘍部に対する正確な位置検出、 治療が可能となる。

第21回、聚22回は、第15実施例の型に新の変形 何であり、前記度形形と異なるのはプローブ先端 に超音波振動子171 を設けるとともにカバー154 に超音波出射高154bを形成した点である。レーザ 光で治療するのは前記度形列と同様である。超音 波で治療するには、デザ、モーク16 を騒動させ オカバー154 と回転させるとともに始音波振動子171 超音波を照射して行う。光感受性物質生養様した 間系部からは音響ルネネッセンスにより 400mmの でのかからは音響ルネネッセンスにより 400mmの はベベタトルが発射する。スペタトルを密急を通 で発達を検出しておいて、超音波をそこの 射することにより、スペタトルを完全性物質が 吸収し脚盤とされて襲動効果が生じるのである。 なお、超音波を開制して発光したスペタトルの位 なお、超音波を開制して発光したスペタトルの位

- 28 -

- 29 -

置を検出して、その位置に彼長 630nnのレーザ光 を照射して治療を行ってもよい。

「発明の効果」

以上のごとく本発明によれば、超音被振動子を 必要範囲だけ露出させて超音波を所要の患部に照 射できるようにしたので、正常部位への悪影響を 防止して適正な治療ができる。

4. 関面の簡単な説明

第1回は、本発明の第1実施例を示す概要図、 第2回、第3回は第2字施例に係るプローブの

第2回、第3回は第2美施物に係るフローノ 。 断面概要図および使用状態を示す概要図、

第4回A, B, C, D 以第1 実施例を示す図、第5回は第4 実施例、第6回は第7 実施例、第7回は第6 実施例、第7回は第6 実施例、第7回は第6 実施例、第9回は第8 実施例、第19回 从 B は第9 実施例、第11, 12回は第10実施例、第13.14回は東級例、第15回上第11 実施例、第16回上第11 実施例、第16回上第11 実施例、第18回上第11 支施例、第18回上第11 支施例、第19 之回回は第11 支施例、第18回以第13 支施例、第19 之回回は第11 支施例、第19 之回回は第11 支施例、第19 之回回は第11 支施例》、第19 之回回は第1 支施例》、第19 之回回は第1 支

ある.

1 ··· 先端構成部 2 ··· 超音波振動子 3 ··· 振動子ユニット 7 ··· 窓

8… 布状ファイバ 10… バルーン

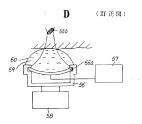
14…超音波駆動装置 16…発行検出・表示部 19…モニタ部 20…超音波画像処理部

特許 出願 人 オリンパス光学工業株式会社

代理人弁理士 杉 村 暁

1 弁理士 杉 村 興





第8図 (訂正図)

